Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics, 36, 3, 2024. (1-14)

Ferdowsi University of Mashhad

Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics

Page Journal: mechanic-ferdowsi.um.ac.ir

Society of Manufacturing Engineering of Iran

Numerical Simulation of a Micropump Based on Piezoelectric Actuator*

Research Article

Ali Nabifar Khafri[1], Morteza Bayareh[2]

DOI: 10.22067/jacsm.2024.80610.1158

Abstract *This paper considers a three-dimensional micropump based on a piezoelectric actuator. The COMSOL software version 6.5 was used to simulate the performance of a micropump. First, a reference micropump was defined, which worked at a frequency of 60 Hz and a voltage of 1500 V capable of pumping a maximum flow rate of 0.038 ml/s. The influence of frequency, voltage, axial position of input and output of micropump, dimensions of piezoelectric actuator and membrane, and shape of actuator on the fluid output flow rate and pumped fluid volume were investigated. For example, the output flow rate of the micropump at 100 and 20 Hz frequency was 0.065 and 0.011 ml/s, respectively. By increasing the voltage from 1500 to 1875 V, the micropump output flow rate rose to 0.047 ml/s.*

Keywords: Microfluidic, Micropump, Piezoelectric actuator, Frequency, Voltage, Output flow

1. Introduction

In recent years, it has become possible to manufacture industrial equipment with high precision, such as micropumps. The need for a system that transports fluids on a small scale has prompted researchers to design a device that pumps fluid with an appropriate pressure and flow rate. Micropumps are a type of low-volume pump system that can pump, mix, or control small volumes of fluids [1]. Micropumps are generally fabricated by substrates, such as silicon, glass, or polymer, including polymethyl methacrylate or polydimethylsiloxane. Micropumps can be classified into two general categories mechanical and non-mechanical [2]. Mechanical micropumps have movable mechanical parts, such as diaphragm and control valves. In contrast, non-mechanical micropumps have no movable mechanical parts and instead move fluid through hydrodynamic, electro-osmotic, and capillarity effects [3]. The piezoelectric actuator with active valves was first used by Spencer et al. [4]. They reached a flow rate of 19 ml/V at a pressure of 1 mmHg/V.

In the present study, a micropump with a piezoelectric actuator was simulated and the effect of frequency, voltage, axial location of the input and output of the micropump, and the dimensions of the piezoelectric actuator and membrane were investigated. In addition, it is suggested to use an actuator with a rectangular cross-section instead of a cylindrical actuator. The geometry of the model, as shown in Figure 1, consists of an annular piezoelectric actuator on the top of the fluid field attached to a flexible membrane. Due to physical symmetry, only half of the geometry is considered. The fluid expands due to the application of external and actuator voltage. The membrane is stabilized by the movement of the actuator and exerts a force on the fluid below it that pulls the fluid from the left channel (inlet) and pushes it out the right channel (outlet). Figure 1 also shows the dimensions of the chamber inlet, chamber outlet, micropump chamber, membrane, and piezoelectric actuator.

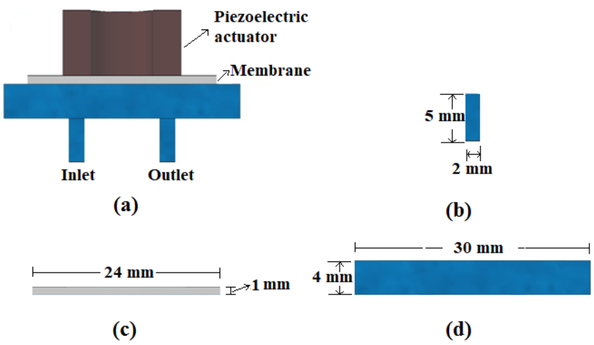


Figure 1. Scheme of the present problem: (a) general view of the designed micropump and its different parts, (b) dimensions of the inlet and outlet, (c) dimensions of the membrane, and (d) dimensions of the chamber

2- Governing equations

In a real micropump, a piezoelectric actuator with separate layers and electrical connections is used. Here, the thin metal layers are omitted and the actuator is modeled as an

*Manuscript received: January 14, 2023. Revised, March 19, 2023, Accepted, March 4, 2024.

1 Master Student, Department of Mechanical Engineering, Shahrekord University, Shahrekord, Iran.

2 Corresponding Author:Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Shahrekord University, Shahrekord, Iran. **Email**: m.bayareh@sku.ac.ir.

integrated block of piezoelectric. As a result, a potential difference of 1500 V is applied to the whole piezoelectric, which corresponds to the electric field strength of 0.2 V/µm. The voltage required in a real device depends on the thickness of each layer in the driver. Equation 1 is used to calculate the voltage:

$$E = nTV \tag{1}$$

Where T, n, E, and V are the thickness of the piezoelectric layer, number of layers in the actuator, strength of the electric field, and applied voltage, respectively.

3- Results

Effect of frequency

Figure 2 shows the fluid output flow rate for different frequencies for a constant voltage of 1500 V and a membrane thickness of 1 mm. Piezoelectric dimensions are the same for all cases. At five different frequencies, the volume flow rate is calculated to determine the effect of frequency change in the piezoelectric actuator. As shown in Figure 2, the output flow rate of the micropump increases over time by enhancing the frequency. Moreover, the volume of fluid exiting from the micropump augments with the frequency.

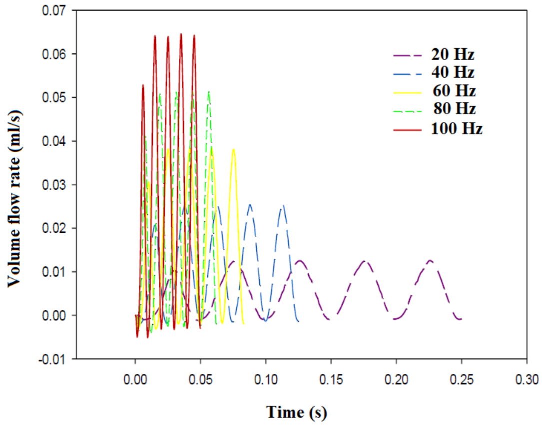


Figure. 2. Effect of frequency on the micropump output flow rate

Effect of voltage

To investigate the effect of voltage, the strength of the electric field was changed. The number of layers in simulations was 75 and was assumed to be constant. The thickness of the piezoelectric layer was 1 mm. According to the relationship between voltage and field strength (Equation 1), different voltages are obtained by changing the electric field strength. Figure 3 shows that as voltage is enhanced, the fluid velocity inside the chamber augments.

Effect of the dimensions of the piezoelectric actuator and membrane

The investigated piezoelectric was circular with an outer diameter of 15 mm and an inner diameter of 8 mm. The radius and thickness of the reference membrane were 12 and 1 mm, respectively. Figure 4 demonstrates that as the radius of the membrane decreases compared to the reference state, the output flow rate and volume of the pumped fluid are reduced. The larger the surface of the membrane above the fluid chamber, the higher the flow rate. Regarding the change in the size of the piezoelectric actuator, the output flow decreased by reducing the piezoelectric diameter. Therefore, by increasing the dimensions of the membrane and piezoelectric actuator, the output flow rate was enhanced, leading to an augmentation in the volume of the pumped fluid.

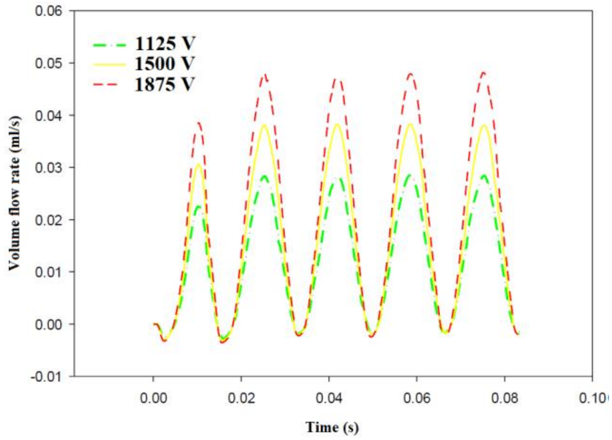


Figure 3. Effect of voltage on micropump output flow rate

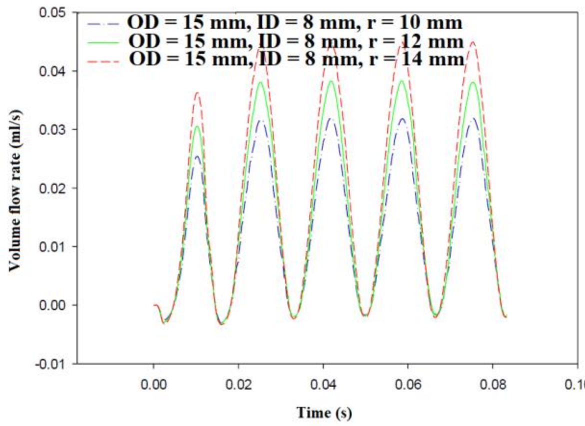


Figure 4. Effect of the membrane radius on the output flow rate of the micropump (in this diagram, OD, ID, and r are the outer diameter, inner diameter, and radius of the membrane, respectively)

4- Conclusion

The present paper considers a micropump with a circular-shaped piezoelectric actuator. The micropump has an inlet on the left side and an outlet on the right side of the chamber. The simulations were performed for the frequencies of 20-100 Hz and voltages of 1125-1875 V to achieve the maximum output flow rate and volume of pumped fluid. It is observed that increasing the frequency, voltage, and dimensions of the piezoelectric actuator and membrane resulted in an enhancement in the fluid flow rate and volume of the pumped fluid.

علوم کاربردی و محاسباتی در مکانیک

http://mechanic-ferdowsi.um.ac.ir

انجمن مهندسی ساخت و تولید ایران

دانشگاه فردوسی مشهد

شبیه‌سازی عددی یک میکروپمپ بر مبنای محرک پیزوالکتریک*

مقاله پژوهشی

علی نبی‌فر خفری[(۱)]   مرتضی بیاره[(۲)]

DOI: 10.22067/jacsm.2024.80610.1158

چکیده *مقاله حاضر به بررسی یک میکروپمپ سه‌بعدی بر مبنای محرک پیزوالکتریک می‌پردازد. برای شبیه‌سازی عملکرد میکروپمپ از نرم‌افزار کامسول نسخه ۵/۶ استفاده شده است. در ابتدا میکروپمپی به عنوان مبنا تعریف می‌شود که در فرکانس ۶۰ هرتز و ولتاژ ۱۵۰۰ ولت کار می‌کند که قادر به پمپاژ بیشینه دبی ۰/۰۳۸ میلی‌لیتر بر ثانیه است. سپس به بررسی تأثیر فرکانس، ولتاژ، مکان محوری ورودی و خروجی میکروپمپ، ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشا و تغییرشکل محرک از استوانه‌ای به مستطیلی شکل بر دبی خروجی سیال مورد نظر و حجم سیال پمپ شده پرداخته می‌شود. نتایج نشان می‌دهند که تغییر فرکانس، ولتاژ، ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشا، تأثیر مستقیم بر دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده دارد؛ به طوری که با افزایش هر یک از این پارامترها، دبی خروجی سیال و حجم سیال پمپ شده افزایش پیدا می‌کند. دبی خروجی میکروپمپ در فرکانس ۱۰۰ و ۲۰ هرتز به ترتیب برابر ۰/۰۶۵ و ۰/۰۱۱ میلی‌لیتر بر ثانیه به دست می‌آید. با افزایش ولتاژ از ۱۵۰۰ به ۱۸۷۵ ولت، دبی خروجی میکروپمپ به مقدار ۰/۰۴۷ میلی‌لیتر بر ثانیه افزایش می‌یابد. نتایج بیانگر آن است که محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل دارای بازدهی کمتری نسبت به محرک استوانه‌ای شکل است.*

واژه‌های کلیدی میکروفلوئیدیک، میکروپمپ، محرک پیزوالکتریک، فرکانس، ولتاژ، دبی خروجی.

مقدمه

در سال‌های اخیر با پیشرفت فناوری، امکان ساخت تجهیزات صنعتی با دقت بالاتر به وجود آمده است. در مورد میکروپمپ‌ها نیز این مسئله صدق می‌کند. نیاز به سیستمی که سیالات را در مقیاس کم انتقال دهد، پژوهشگران را بر آن داشت که دستگاهی را طراحی کنند که سیال را با فشار و دبی مناسب پمپاژ کند. میکروپمپ‌ها نوعی از سیستم‌های پمپ با حجم کم هستند که می‌توانند حجم کمی از سیالات را پمپاژ، ترکیب و یا کنترل کنند [1]. میکروپمپ‌ها به طور کلی با استفاده از تکنیک‌های میکروسیستم‌های الکترومکانیکی روی لایه‌های زیست سازگار مانند سیلیکون، شیشه یا پلیمر به عنوان مثال پلی متیل متاکریال یا پلی دی متیل سیلوکسان ساخته می‌شوند. میکروپمپ‌ها را می‌توان به دو دسته کلی میکروپمپ‌های مکانیکی یا غیرمکانیکی دسته‌بندی کرد [2]. میکروپمپ‌های مکانیکی دارای قطعات مکانیکی متحرک مانند دیافراگم‌های پمپاژ و دریچه‌های کنترلی هستند. در مقابل، میکروپمپ‌های غیرمکانیکی هیچ قطعه مکانیکی متحرکی ندارند و به جای آن از طریق اثرات هیدرودینامیکی، الکترواسموزی و موبینگی سیال را حرکت می‌دهند [3]. برای بیشتر کاربردهای پیزوالکتریک، یک بستر از ماده پیزوالکتریک با ضخامتی متفاوت روی صفحه بدون حرکت

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۱/۱۰/۲۴ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۲/۱۲/۱۲می‌باشد.

(۱) کارشناس ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، ایران.

(۲) نویسنده مسئول، دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، ایران.

Email: m.bayareh@sku.ac.ir

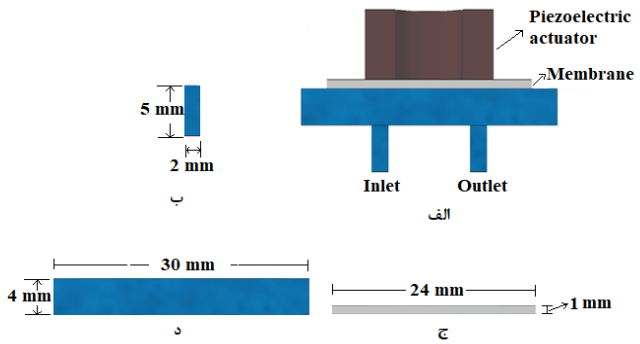
که معمولا از جنس فولاد ضد زنگ، برنج و یا پلیمر است، قرار می‌گیرد. بالاترین کرنش آزاد یک دیسک پیزوالکتریک توسط ولتاژ اعمال‌شده و محدوده پلاریزاسیون محرک پیزوالکتریک محاسبه می‌شود [4]. حداکثر جابه‌جایی دیسک پیزوالکتریک توسط کرنش حداکثر پیزوالکتریک، ابعاد و سفتی محرک و چگونگی مقیدکردن محرک پیزوالکتریک، مشخص می‌شود.

میکروپمپ‌های پیزوالکتریک به دلیل توانایی آن‌ها در کنترل دقیق اندازه‌گیری حجم بسیار کمی از سیالات یا گازها، اغلب در کاربردهای پزشکی استفاده می‌شوند. نخستین استفاده از محرک پیزوالکتریک با دریچه‌های فعال توسط اسپنسر و همکاران [5] انجام شد. این میکروپمپ پیزوالکتریک به دبی جریان ۱۹ میکرولیتر بر ولت در فشار ۱ میلی‌متر جیوه بر ولت رسید. پس از اسپنسر و همکاران، ون لینتر و همکاران [6] دریچه‌های چک غیر فعال را بررسی کردند. نتیجه این کار بهبود عملکرد میکروپمپ و رسیدن به دبی جریان ۰/۰۰۸ میلی‌لیتر در دقیقه در ولتاژ ۱۰۰ ولت و فرکانس ۱ هرتز بود. استم [7] با استفاده از نازل/ دیفیوزر در میکروپمپ، جریان ۱۶ میلی‌لیتر بر دقیقه با فشار برگشتی ۱۹/۶ کیلوپاسکال در فرکانس ۱۰۰ هرتز را به دست آورد. کوچ و همکاران [8] میکروپمپ پیزوالکتریکی را گزارش کردند که در آن از یک غشای سیلیکونی و یک دیسک پیزوالکتریک استفاده شده بود. شیرهای چک ورودی و خروجی از نوع غیر فعال بودند. دبی جریان این میکروپمپ، ۱۲۰ میکرولیتر بر دقیقه نتیجه شد در حالی که ولتاژ ۱۶۰ ولت، فرکانس ۲۰۰ هرتز و ضخامت دیسک پیزوالکتریک مورد استفاده ۱۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده بود. ساگر و همکاران [9] میکروپمپ پیزوالکتریکی را ساختند که در آن از شیرهای غیرفعال استفاده شده بود. برای این کار از سیال روغن سیلیکون استفاده کردند و برای ولتاژهای ۰ تا ۱۶۰۰ ولت و فرکانس‌های ۱۰۰۰ تا ۱۲۰۰۰ هرتز آزمایش‌هایی انجام گرفت که دبی جریان ۲/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه در ولتاژ ۱۲۰۰ ولت و فرکانس ۴۵۰۰ هرتز به دست آمد. کن و همکاران [10] یک میکروپمپ پیزوالکتریک برای دارورسانی ارائه کردند که در آن از شیرهای یک‌طرفه طره‌ای مختلف استفاده شد و حداکثر دبی جریان ۳/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه را در فرکانس ۳۰۰۰ هرتز پمپ می‌کرد. لین و همکاران [11] یک میکروپمپ پیزوالکتریک بر پایه دیافراگم ارائه نمودند که جهت خنک‌سازی قطعات الکترونیکی صورت به کار گرفته شد. برای این میکروپمپ، دبی جریان ۷۲ میلی‌لیتر بر دقیقه در بازه فرکانس ۱۸۰–۷۰ هرتز به دست آمد. رواتی و همکاران [12] یک میکروپمپ پیزوالکتریک بر پایه کامپوزیت را طراحی کردند. شبیه‌سازی‌هایی با تغییر عمق و قطر محفظه در فرکانس ۲۰ هرتز صورت گرفت که حداکثر دبی جریان ۲۵۰ میکرولیتر بر دقیقه را نشان می‌داد. دبی این میکروپمپ با افزایش ولتاژ، افزایش پیدا می‌کرد زیرا دامنه جابه‌جایی دیافراگم با افزایش ولتاژ افزایش می‌یافت. راکش و همکاران [13] تأثیر فرکانس کاری و قطر سوزن را بر عملکرد میکروپمپ بررسی کردند. در حالتی که قطر میکروسوزن ۲۰۰ میکرومتر بود، مشاهده شد که با تغییر فرکانس از ۱۰۰ هرتز تا ۷۶۱۵ هرتز، فشار درون محفظه میکروپمپ و در نتیجه سرعت افزایش پیدا می‌کند. برای موارد مختلف قطر سوزن از ۱۰۰ تا ۴۰۰ میکرومتر، با ولتاژ ثابت ۲۰ ولت و فرکانس ۷۶۱۵ هرتز مشاهده شد که با کاهش قطر میکروسوزن، فشار و سرعت داخل میکروپمپ افزایش می‌یابد. اسدی و همکاران [14] عوامل الکترومکانیکی مؤثر بر محرک پیزوالکتریک را برای یک میکروپمپ بدون شیر بررسی کردند. دو محرک پیزوالکتریک با ضخامت‌های ۵۰ و ۱۰۰ میکرومتر مورد بررسی قرار گرفتند و حداکثر جابه‌جایی دیافراگم ۱/۳۹۶۲ میکرومتر در ولتاژ ۴۰ ولت و فرکانس ۵ هرتز بود. لیو و همکاران [15] بر اساس ساختار سری مبکروپمپ‌های چند محفظه‌ای، یک میکروپمپ پیزوالکتریک با عملکرد خروجی بالا را مورد بررسی قرار دادند و دریافتند دبی میکروپمپ چهار محفظه‌ای ۱/۶۹ برابر میکروپمپ دو محفظه‌ای و حدود ۳ برابر میکروپمپ تک محفظه‌ای است. یانگ و همکاران [16] سیستمی را پیشنهاد کردند که از یک میکروپمپ پیزوالکتریک، کنترل الکتریکی و سایر ماژول‌های مکانیکی تشکیل شده بود. میکروپمپ پیزوالکتریک دارای ساختار سری دو محفظه‌ای بود و از یک پلیمر زیست سازگار ساخته شده بود و برای رساندن انسولین مورد استفاده قرار می‌گرفت. سیستم پیشنهادی شکل ساده، نرخ شکست کم و سازگاری با شرایط کاری ولتاژ معمول داشت. نتایج نشان دادند که با ولتاژ ۳۶ ولت و فرکانس ۲۰۰ هرتز، جریان خروجی و فشار سیستم به ترتیب ۹/۶ میلی لیتر در دقیقه و۱۷/۳ کیلو پاسکال است. هالدکار و همکاران [17] طراحی جدیدی برای محرک پیزوالکتریک پیشنهاد دادند و با طراحی محرک دایره‌ای معمولی و تحلیل جریان سیال مقایسه نمودند. آنها از روش اجزای محدود برای این منظور استفاده کردند و نشان دادند که محرک جدید موجب بهبود عملکرد میکروپمپ می‌شود.

در کار حاضر، یک میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک شبیه‌سازی می‌شود و تأثیر فرکانس، ولتاژ، مکان محوری ورودی

و خروجی میکروپمپ و ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشا مورد بررسی قرار می‌گیرد. همچنین، استفاده از محرک با سطح مقطع مستطیلی به جای محرک استوانه‌ای پیشنهاد می‌شود و اثر آن بر دبی خروجی سیال مورد نظر و حجم سیال پمپ شده مورد بررسی قرار می‌گیرد. استفاده از محرک با سطح مقطع مستطیلی برای طراحی میکروپمپ‌های چند محفظه‌ای اهمیت زیادی دارد چرا که قابلیت قرارگیری محفظه‌ها در کنار یکدیگر را افزایش می‌دهد. همچنین، ساخت مقاطع مستطیلی در ابعاد کوچک از لحاظ فناوری ساخت ساده‌تر است. هدف از شبیه‌سازی حاضر، دست‌یابی به یک میکروپمپ پیزوالکتریک با دبی خروجی و حجم سیال پمپاژ شده بالا است که می‌تواند در کاربردهای دارورسانی مورد استفاده قرار گیرد.

هندسه مدل، همان طور که در شکل (۱) نشان داده شده است، شامل یک محرک پیزوالکتریک حلقوی در بالای میدان سیال است که به یک غشای انعطاف‌پذیر متصل است. به دلیل تقارن فیزیکی، فقط نیمی از هندسه مد نظر قرار می‌گیرد. سیال به دلیل اعمال ولتاژ خارج و محرک منبسط می‌شود. محیط غشا با حرکت محرک ثابت می‌شود و نیرویی به سیال پایینی آن وارد می‌کند که سیال را از سمت چپ (ورودی) به داخل می‌کشد و از کانال سمت راست (خروجی) بیرون می‌راند. شکل (۱) ابعاد ورودی محفظه، خروجی محفظه، محفظه میکروپمپ، غشا و محرک پیزوالکتریک را نیز نشان می‌دهد.



شکل ۱ طرح‌واره مسئله: الف) نمای کلی میکروپمپ طراحی شده و قسمت‌های مختلف آن، ب) ابعاد ورودی و خروجی محفظه، ج) ابعاد غشا و د) ابعاد محفظه

معادلات حاکم

در یک میکروپمپ واقعی، از محرک پیزوالکتریک با لایه‌های مجزا و اتصالات الکتریکی استفاده می‌شود. در اینجا، از لایه‌های فلزی نازک صرف نظر شده و محرک به عنوان یک بلوک یکپارچه از پیزوالکتریک مدل می‌شود. در نتیجه، اختلاف پتانسیل بالای ۱۵۰۰ ولت به کل پیزوالکتریک اعمال می‌شود که مربوط به قدرت میدان الکتریکی ۰/۲ ولت بر میکرومتر است. ولتاژ مورد نیاز در یک دستگاه واقعی به ضخامت هر لایه در محرک بستگی دارد. برای محاسبه ولتاژ از رابطه (۱) استفاده می‌شود:

$$E = nTV \qquad (۱)$$

که T، n، E و V به ترتیب ضخامت لایه پیزوالکتریک، تعداد لایه‌ها در محرک، قدرت میدان الکتریکی و ولتاژ اعمال شده هستند.

ورودی سمت چپ میکروپمپ و خروجی سمت راست، با استفاده از شیرهای چک برای اطمینان از یک‌طرفه بودن جریان کار می‌کنند. در این مدل، شیر با یک شرط مرزی ساده بر اساس تلفات لوله‌کشی K-factor نشان داده می‌شود. زمانی که جریان بر خلاف شیر باشد تلفات زیاد است و هنگامی که جریان در جهت عملیات است، تلفات کم می‌شود. فشار برگشتی حاصل از شیر با معادله زیر نشان داده می‌شود:

$$P = A\rho u_{av}^2 \qquad (۲)$$

که u_{av} سرعت متوسط سیال در مرز، ρ چگالی سیال و A ثابت بی‌بعدی است که بسته به علامت تغییر می‌کند. فشار برگشتی به عنوان یک تنش معمولی در انتهای یک طول کوتاه لوله اعمال می‌شود که تضمین می‌کند که جریان سیال در دامنه واقعی است. علی‌رغم این شرایط مرزی تقریبی، آنها را می‌توان برای نشان دادن یک شیر یا دیود ساده سیال به کار برد. ثابت‌های استفاده شده برای مرز خروجی با توجه به موارد استفاده شده در ورودی معکوس می‌شوند و جهت‌گیری متفاوت یک شیر مشابه را نشان می‌دهند.

بار الکتریکی روی سطح محرک پیزوالکتریک با اعمال تنش مکانیکی افزایش می‌یابد و بار الکتریکی نتیجه شده با فشار اعمالی تناسب دارد. بار الکتریکی تولیدی در واحد سطح با P نشان داده شده و σ به عنوان تنش مکانیکی شناخته می‌شود. ضریب کوپلینگ پیزوالکتریکی (d) ارتباط بین این پارامترها را طبق رابطه (۳) نشان می‌دهد.

$$P = d\,\sigma \qquad (۳)$$

علاوه بر این نشان داده شده است که با اعمال میدان الکتریکی

با شدت E کرنشی ایجاد می‌شود که با میدان الکتریکی متناسب است (اثر معکوس پیزوالکتریک). رابطه بین این دو متغیر به صورت معادله (۴) بیان می‌شود:

$$\epsilon = d\,E \qquad (۴)$$

در این معادله، d همان ضریب کوپلینگ پیزوالکتریک است. اغلب به جای P از متغیر D استفاده می شود که این متغیر بیانگر جابه‌جایی الکتریکی است. این پارامتر مطابق معادله (۵) تعریف می‌شود که در آن ε_0 گذردهی خلأ و ε_r گذردهی نسبی ماده است.

$$D = \varepsilon_0 E + p = \varepsilon_0\,\varepsilon_r\,E \qquad (۵)$$

برای بیشتر موارد ۱ << ε_r است، بنابراین می‌توان فرض کرد:

$$p = E\varepsilon_r\,\varepsilon_0 \qquad (۶)$$

همچنین، ضریب g تنش مکانیکی اعمالی را به میدان الکتریکی تولیدی مربوط می‌کند:

$$E = g\sigma \qquad (۷)$$

ضرایب d و g برای عملکرد مواد پیزوالکتریک که به عنوان محرک و حسگر می‌توانند عمل کنند، بسیار مهم هستند. هنگامی که میدان الکتریکی اعمالی مشخص شود، ماده‌ای با مقدار d بالا مناسب‌ترین مورد برای عملکرد تحریک است. همچنین مقدار g بالا برای حداکثر کردن عملکرد حسگرهایی که تحت تنش σ هستند، مناسب است.

محرک پیزوالکتریک بر اساس اصل کوپلینگ الکترومکانیک کار می‌کند که در آن میدان الکتریکی اعمال شده به محرک منجر به کرنش می‌شود. معادله حاکم برای انحراف غشای (W) به صورت زیر است:

$$\frac{\tilde{E}\,h^3}{12(1-\upsilon^2)}\nabla^4 W + h\rho_m \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} = f - p \qquad (۸)$$

که $\tilde{E}$، h، υ و ρ_m نسبت پواسون، ضخامت، مدول یانگ مؤثر و چگالی پواسون هستند. f نیرویی است که به دلیل کرنش روی غشا وارد می شود. p فشار مکانیکی روی غشا است که ناشی از سرعت جریان در داخل محفظه پمپ است. این معادله نشان دهنده جفت شدن میدان سیال با میدان جامد است.

جریان سیال درون میکروپمپ تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شده است و توسط معادلات پیوستگی و ناویر- استوکس توصیف می‌شود:

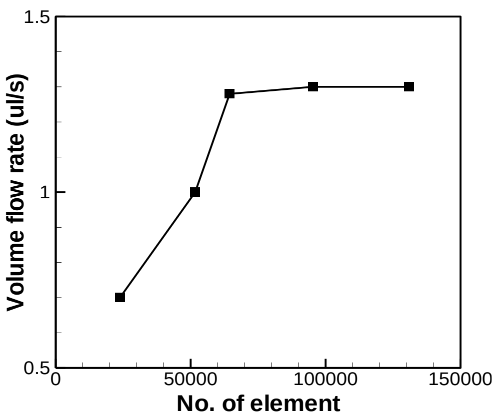
$$\nabla . u = 0 \qquad (۹)$$

$$\rho\left(\frac{\partial u}{\partial t} + u.\nabla.u\right) = -\nabla P + \mu\nabla^2 u \qquad (۱۰)$$

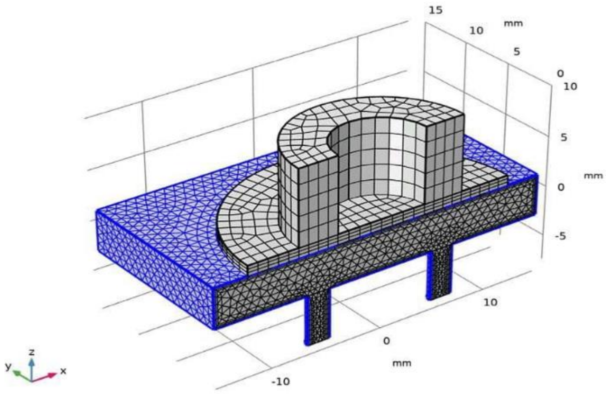
که ρ چگالی سیال، u سرعت، μ ویسکوزیته و P فشار است [18-20]. از معادلات (۳) تا (۸) می‌توان دید که جریان سیال توسط ارتعاش محرک و غشا هدایت می‌گردد. در عین حال، ارتعاش غشا توسط جریان سیال مقاومت می‌کند. بنابراین، شبیه‌سازی عددی دربرگیرنده اثر کوپلینگ جریان الکتریکی به جامد و جامد به سیال است.

استقلال حل از شبکه محاسباتی

برای استقلال حل از شبکه محاسباتی در نظر گرفته شده، پنج شبکه با تعداد المان‌های متفاوت بررسی شده و برای هر مورد دبی جریان از طریق میکروپمپ نمایش داده شده است (شکل ۲-الف). جهت المان‌بندی هندسه مورد بررسی، میدان‌های جامد و سیال جداگانه در نظر گرفته شده‌اند تا میدان جامد و میدان سیال به طور جداگانه شبکه‌بندی شوند. برای میدان جامد از مش چهاروجهی و برای میدان سیال از مش سه‌وجهی با اندازه‌های مختلف استفاده شده است. شکل (۲-الف) بیانگر آن است که با افزایش تعداد المان‌ها از ۶۴۴۴۱، دبی جریان تغییر نمی‌کند. بنابراین، می‌توان این شبکه‌بندی را برای شبیه‌سازی‌ها و انجام محاسبات مورد استفاده قرار داد. شبکه مورد نظر در شکل (۲-ب) نشان داده شده است.



(الف)

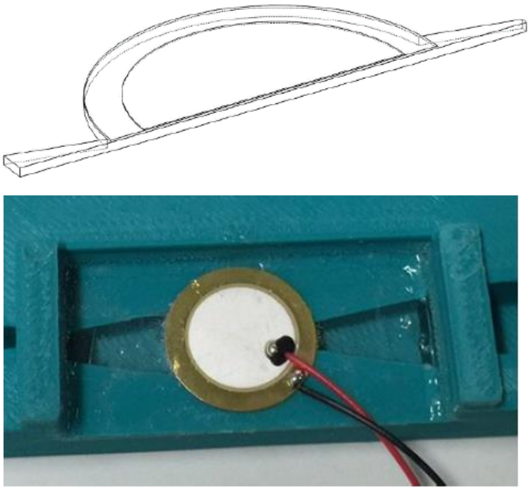


(ب)

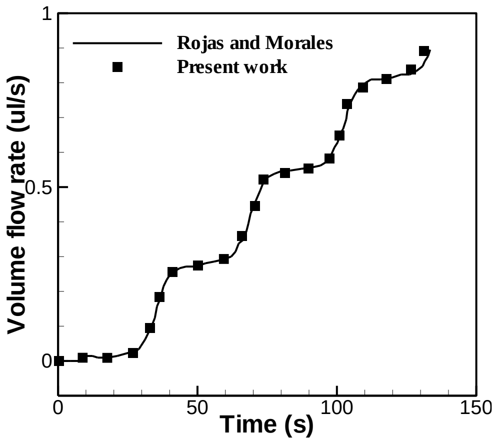
شکل ۲ الف) دبی جریان بر حسب زمان برای شبکه‌های مختلف و ب) شبکه مورد استفاده برای شبیه‌سازی‌ها

اعتبارسنجی

به منظور اطمینان از روش حل عددی، میکروپمپ پیزوالکتریک بدون شیر که بر اساس دیافراگم کار می‌کند و توسط روجاس و مورالس [18] معرفی گردیده مورد بررسی قرار می‌گیرد (شکل۳-الف). شبیه‌سازی‌ها با استفاده از نرم‌افزار کامسول انجام شده و هندسه بهینه با استفاده از حل پارامتری تعیین گردیده است. سپس، شبیه‌سازی‌ها در فرکانس ۳۰ هرتز و ولتاژ ۳۰ ولت انجام و دبی جریان نسبت به زمان محاسبه گردید. در شکل (۳- ب) مقادیر محاسبه شده توسط روجاس و مورالس [21] با مقادیر به دست آمده از کار حاضر مقایسه شده است که نمایانگر دقت مناسب شبیه‌سازی حاضر است. روجاس و مورالس [21] نمونه آزمایشگاهی میکروپمپ مورد نظر را نیز فراهم کردند که در شکل (۳- الف) نشان داده شده است.

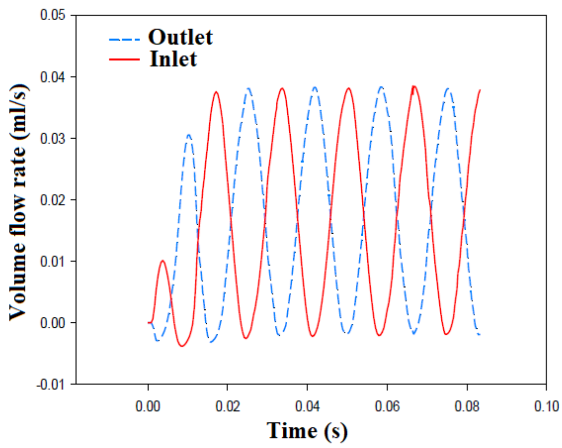


(الف)

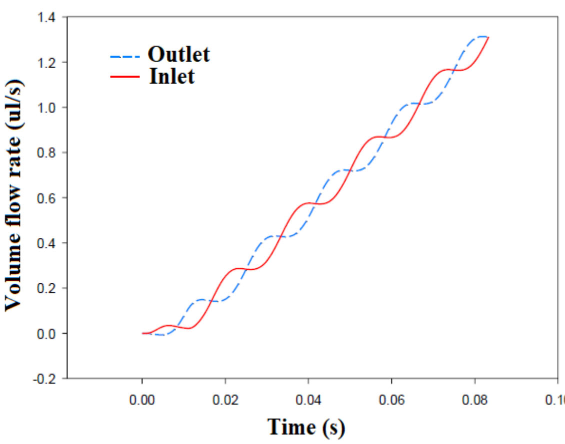


(ب)

شکل ۳ الف) هندسه میکروپمپ و ب) مقایسه حجم سیال خارج شده از میکروپمپ مورد بررسی با نتایج روجاس و مورالس [21]



(الف)



(ب)

شکل ۴ الف) تغییرات دبی بر حسب زمان در ورودی و خروجی میکروپمپ و ب) حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ

نتایج

حالت مبنا

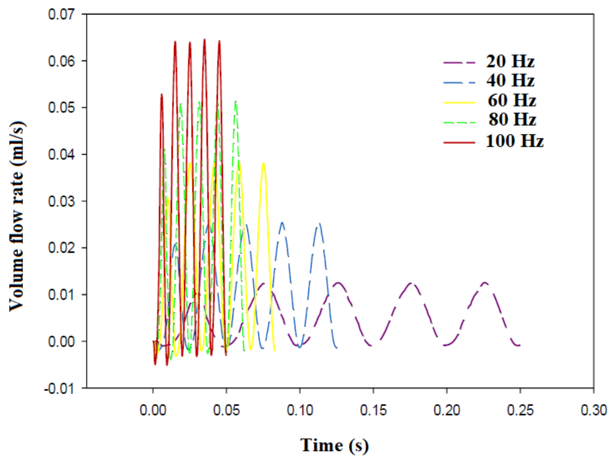
در این حالت، فرکانس دیسک پیزوالکتریک ۶۰ هرتز و ولتاژ کاری پیزوالکتریک برابر ۱۵۰۰ ولت است. جهت اعمال نیروی مرزی فشاری، به محفظه سیال و عمل پمپاژ سیال مورد استفاده که آب است، غشای انعطاف‌پذیر با ضخامت ۱ میلی‌متر مورد استفاده قرار گرفته است. پس از انتخاب غشا با ضخامت مشخص، امکان تنظیم دبی جریان با استفاده از تغییر پارامترهای فرکانس و ولتاژ طبق رابطه $V = \mathrm{E\,T\,n}$ وجود دارد. نتایج حاصل از این میکروپمپ در شکل‌های (۴–الف) و (۴–ب) نشان داده شده است. شایان ذکر است که فرکانس، ارتعاشات و ولتاژ، دامنه انحراف غشا را تأمین می‌کنند. شکل (۴–الف) دبی ورودی و خروجی را نشان می‌دهد و حفظ حجم سیال درون دستگاه را تأیید می‌کند. ولتاژ کاری در ۳/۴ اول دوره فعال‌سازی افزایش می‌یابد. پس از آن، جریان دوره‌ای زمانی ثابت به سرعت برقرار می‌شود. تفاوت در جریان ورودی و خروجی با حجم سیال جابه‌جا شده توسط غشا به دلیل ضربه پیزوالکتریک مطابقت دارد و حفظ حجم سیال را تأیید می‌کند. شکل (۴–ب) جریان خالص سیال از طریق ورودی و خروجی را در طول زمان نشان می‌دهد که همواره در حال افزایش است. از این نمودار می‌توان حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ را نشان داد.

اثر فرکانس بر عملکرد میکروپمپ

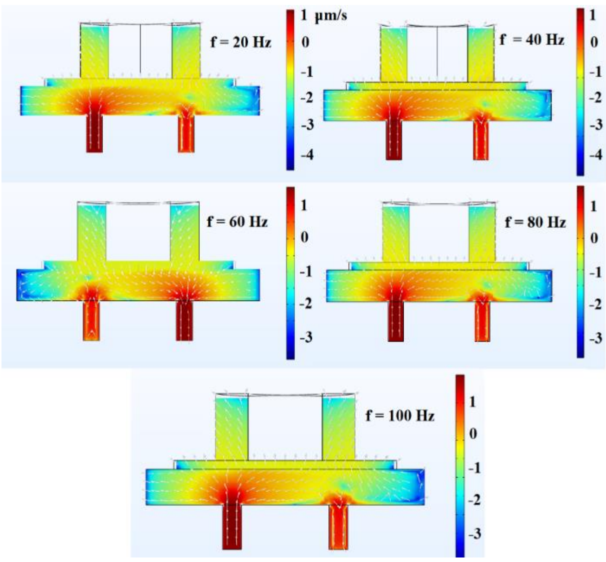
در شکل (۵) دبی خروجی سیال برای فرکانس‌های متفاوت برای ولتاژ ثابت ۱۵۰۰ ولت و ضخامت غشا ۱ میلی‌متر به نمایش درآمده است. ابعاد پیزوالکتریک برای تمامی حالت‌ها یکسان است. در پنج فرکانس متفاوت، دبی خروجی سیال محاسبه می‌گردد تا اثر تغییر فرکانس در محرک پیزوالکتریک مشخص گردد. همان طور که در شکل (۵) نشان داده شده است، با افزایش فرکانس، دبی خروجی میکروپمپ بر حسب زمان افزایش پیدا می‌کند. همچنین حجم سیال خارج شده از میکروپمپ نیز با افزایش فرکانس روندی صعودی پیدا می‌کند. دبی خروجی میکروپمپ پیزوالکتریک برابر است با:

$$Q = \sqrt{n} \times C_V \times \Delta V \times f \qquad (۱۱)$$

که n تعداد محفظه‌های میکروپمپ پیزوالکتریک، C_V ضریب تأخیر شیر به محرک پیزو، ΔV تغییر حجم میکروپمپ پیزوالکتریک و f فرکانس کاری میکروپمپ پیزوالکتریک است. طبق این رابطه، زمانی که تعداد محفظه‌های میکروپمپ و ضریب تأخیر شیر ثابت باشند، فرکانس کاری و تغییر حجم میکروپمپ بر دبی خروجی تأثیر می‌گذارند. روند صعودی دبی خروجی میکروپمپ مورد بررسی با افزایش فرکانس، طبق این رابطه قابل استناد است. در شکل (۶) کانتور سرعت در فرکانس‌های مختلف نشان داده شده است. با مشاهده کانتورهای سرعت در مقادیر مختلف فرکانس می‌توان گفت که با افزایش فرکانس کاری در میکروپمپ پیزوالکتریک، سرعت سیال در محفظه افزایش می‌یابد.



شکل ۵ نمودار بررسی اثر تغییر فرکانس بر دبی خروجی میکروپمپ



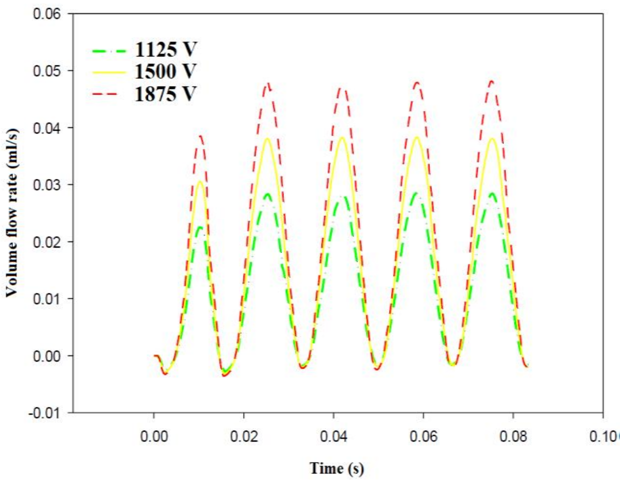
شکل ۶ کانتور سرعت در مقادیر مختلف فرکانس

اثر تغییر ولتاژ بر عملکرد میکروپمپ

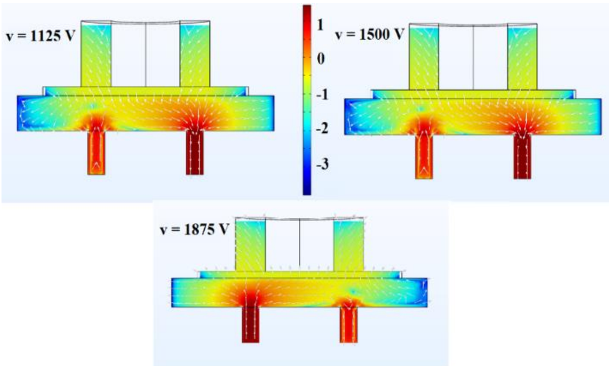
برای بررسی اثر تغییر ولتاژ، قدرت میدان الکتریکی تغییر داده می‌شود. تعداد لایه‌ها در محرک ۷۵ عدد است که ثابت در نظر گرفته شده است. ضخامت لایه پیزوالکتریک ۱ میلی‌متر است و طبق رابطه بین ولتاژ و قدرت میدان معادله (۱)، با تغییر قدرت میدان الکتریکی، ولتاژهای مختلف حاصل می‌شود. این مقادیر در جدول (۱) نشان داده شده‌اند. نتایج حاصل از تغییر ولتاژ در شکل (۷) قابل مشاهده است. در شکل (۸) نیز کانتور سرعت برای مقادیر مختلف ولتاژ نشان داده شده است. همان گونه که از شکل (۷) مشخص است، بر اساس رابطه (۴)، پیش‌بینی می‌شود با افزایش قدرت میدان الکتریکی و در نتیجه افزایش ولتاژ کاری میکروپمپ، جابه‌جایی غشای میکروپمپ افزایش یابد و در نتیجه دبی خروجی سیال افزایش پیدا کند. دبی این میکروپمپ با افزایش ولتاژ، افزایش پیدا کرده است زیرا دامنه جابه‌جایی دیافراگم با افزایش ولتاژ، افزایش می‌یابد. مشخص می‌شود که برای بالابردن دبی خروجی سیال و نیز حجم سیال پمپ شده، افزایش فرکانس و ولتاژ می‌تواند مفید باشد. شکل (۸) نیز بیانگر آن است که با افزایش ولتاژ، سرعت سیال درون محفظه بیشتر می‌شود.

جدول ۱ جدول تغییرات قدرت میدان الکتریکی بر حسب تغییرات ولتاژ مورد بررسی در میکروپمپ

ولتاژ(V)	قدرت میدان الکتریکی(v/um)
۱۱۲۵	۰/۱۵
۱۵۰۰	۰/۲
۱۸۷۵	۰/۲۵



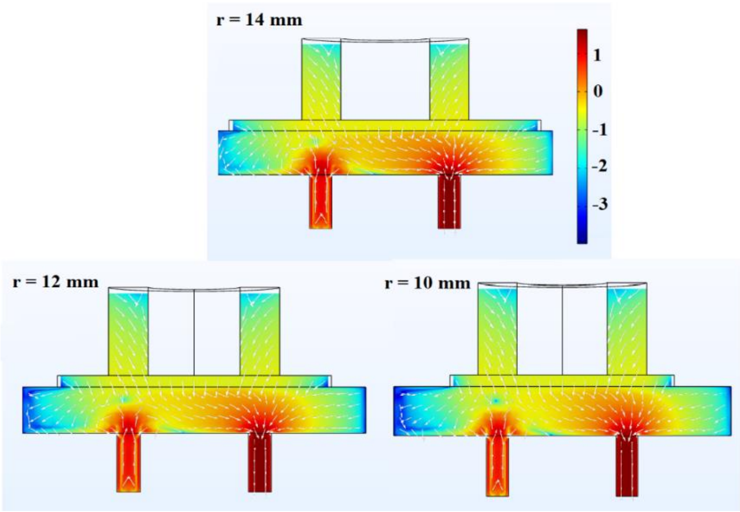
شکل ۷ اثر تغییر ولتاژ بر دبی خروجی میکروپمپ



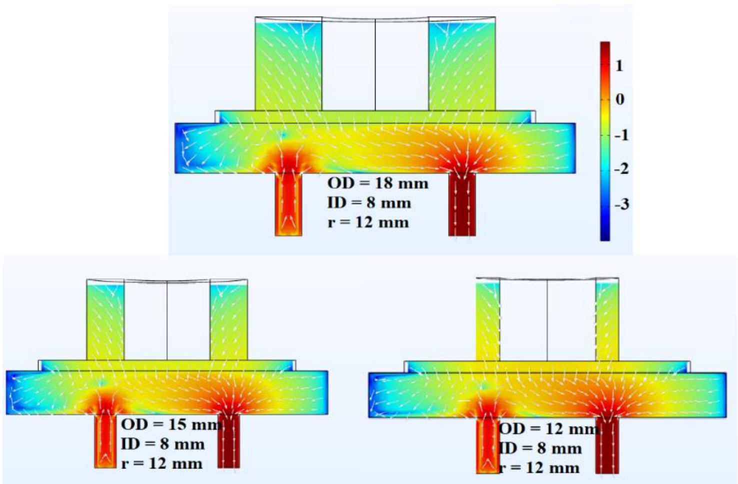
شکل ۸ کانتور سرعت در مقادیر مختلف ولتاژ

اثر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک و تغییر غشا بر عملکرد میکروپمپ

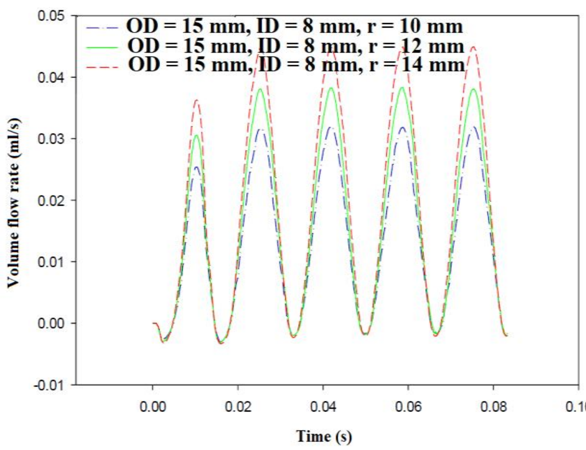
پیزوالکتریک مورد بررسی یک پیزوالکتریک حلقوی با قطر بیرونی ۱۵ میلی‌متر و قطر داخلی ۸ میلی‌متر است. شعاع غشای حالت مرجع ۱۲ میلی‌متر و ضخامت آن ۱ میلی‌متر است. در شکل (۹) کانتور سرعت برای سه شعاع غشا ۱۰، ۱۲ و ۱۴ میلی‌متر نشان داده شده است. همچنین در شکل (۱۰) کانتور سرعت برای ابعاد مختلف محرک و غشا نشان داده شده است. در شکل‌های (۱۱) و (۱۲)، با تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک و شعاع غشا، عملکرد میکروپمپ مورد بررسی قرار گرفته است. ضخامت غشا در تمامی این حالات ثابت و برابر با ۱ میلی‌متر است. طبق حالت مبنا، فرکانس و ولتاژ به ترتیب برابر با ۶۰ هرتز و ۱۵۰۰ ولت هستند. طبق شکل‌های (۹) و (۱۰) با افزایش سطح غشا و محرک پیزوالکتریک، سرعت سیال درون محفظه بیشتر می‌شود. شکل (۱۱) نشان می‌دهد که با کاهش شعاع غشا نسبت به حالت مبنا، دبی خروجی سیال و حجم سیال پمپ شده کاهش پیدا می‌کند؛ پس هر قدر سطح غشای بالای محفظه سیال بزرگ‌تر باشد، نتیجه مطلوب‌تر است. در مورد تغییر اندازه محرک پیزوالکتریک نیز، بر اساس شکل (۱۲)، با کاهش قطر دیسک پیزوالکتریک، دبی خروجی کاهش پیدا کرده است. پس با افزایش ابعاد غشا و ابعاد محرک پیزوالکتریک، افزایش دبی خروجی و به طبع آن، افزایش حجم سیال پمپ شده نتیجه خواهد شد. طبق رابطه (۱) زمانی که تعداد محفظه های میکروپمپ، ضریب تأخیر شیر و فرکانس کاری ثابت باشند، تغییر حجم میکروپمپ پیزوالکتریک تأثیر مستقیم بر دبی خروجی سیال دارد. در اینجا نیز با افزایش حجم میکروپمپ، دبی افزایش می‌یابد که با این رابطه تطابق دارد.



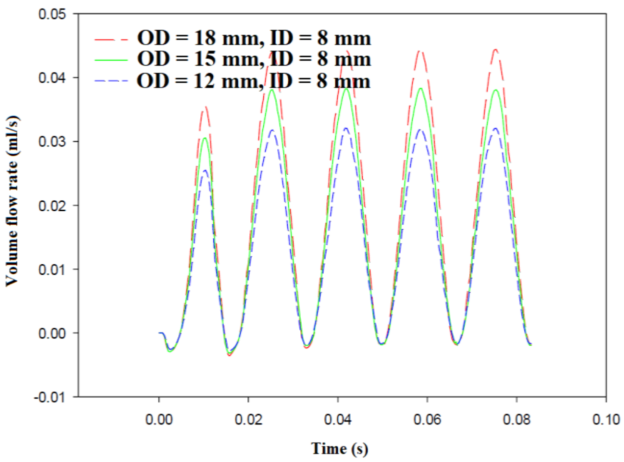
شکل ۹ کانتور سرعت در شعاع‌های غشای متفاوت



شکل ۱۰ کانتور سرعت در ابعاد مختلف محرک پیزوالکتریک



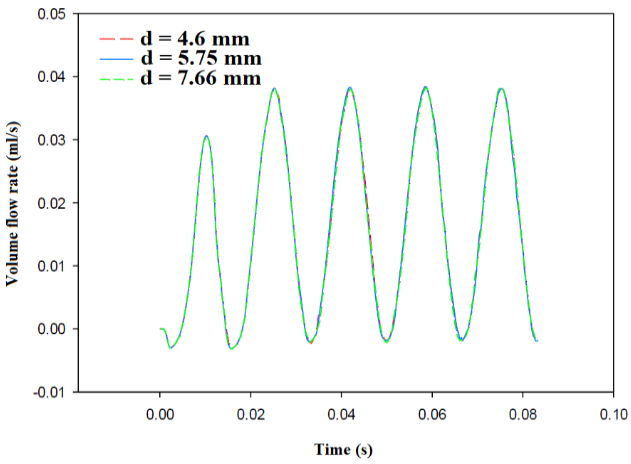
شکل ۱۱ اثر تغییر شعاع غشا بر دبی خروجی میکروپمپ (در این نمودار، OD، ID و r به ترتیب قطر خارجی، قطر داخلی و شعاع غشا هستند)



شکل ۱۲ اثر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک بر دبی خروجی میکروپمپ (در این نمودار، OD و ID به ترتیب قطر خارجی و قطر داخلی هستند)

اثر تغییر مکان ورودی و خروجی سیال بر عملکرد میکروپمپ

در شکل (۱۳) اثر تغییر مکان ورودی و خروجی محفظه میکروپمپ بر دبی خروجی سیال درون محفظه نشان داده شده است. بقیه پارامترها طبق حالت مبنا است و تنها مکان محور طولی ورودی و خروجی تغییر کرده است. در یک حالت، قسمت ورودی و خروجی سیال نسبت به حالت مبنا از همدیگر فاصله می‌گیرند و در حالتی دیگر دو قسمت ورودی و خروجی به یکدیگر نزدیک می‌شوند، یعنی فاصله بین آنها کمتر می‌شود. شکل (۱۳) نشان می‌دهد که با فاصله گرفتن دو قسمت ورودی و خروجی از همدیگر، چه این فاصله بیشتر و چه کمتر گردد، دبی خروجی سیال تغییر قابل ملاحظه‌ای پیدا نمی‌کند. از رابطه (۱) می‌توان نتیجه گرفت هنگامی که تغییری در فرکانس یا حجم میکروپمپ اعمال نشود، دبی تغییر نمی‌کند. در اینجا چون ابعاد میکروپمپ تغییر نکرده است، تغییر قابل ملاحظه‌ای در دبی خروجی میکروپمپ، مشاهده نمی‌شود.

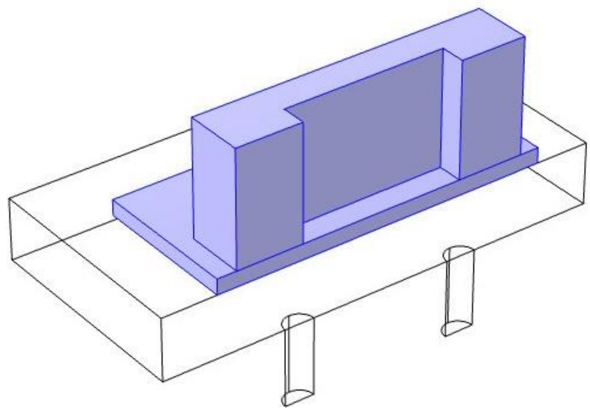


شکل ۱۳ اثر تغییر مکان ورودی و خروجی بر دبی خروجی میکروپمپ

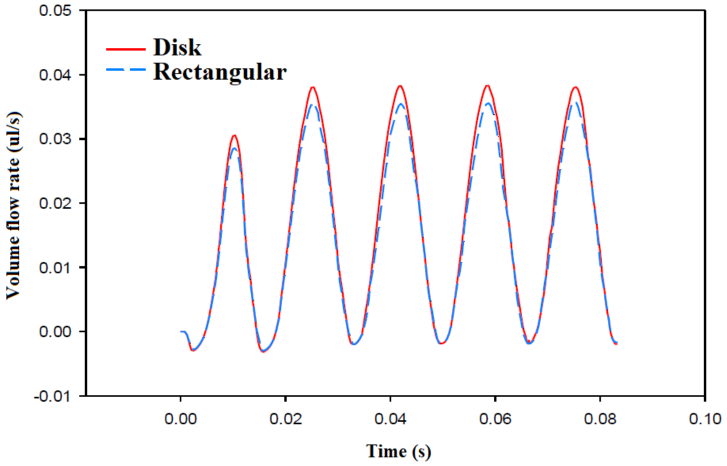
محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل

اکثر میکروپمپ‌های پیزوالکتریک گزارش شده به شکل دیسک مدور پیاده‌سازی شده‌اند. محرک پیزوالکتریک می‌تواند دارای مقطع مستطیل شکل یا مربع شکل باشد تا امکان سری کردن محفظه‌ها برای کاربردهای عملی ساده‌تر باشد. در این بخش با تغییر حالت محرک پیزوالکتریک از حالت دیسک به حالت مستطیل، به بررسی این شکل از محرک پیزوالکتریک پرداخته شده است. در شکل (۱۴)، شکل کلی این میکروپمپ و در شکل‌های (۱۵) و (۱۶)، دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده این نوع میکروپمپ و مقایسه آن با حالت مبنا نشان داده شده است. در این بررسی، غشا و محرک پیزوالکتریک، در دو شکل مستطیل و مدور دارای سطح مقطع یکسان هستند. در اینجا نیز برای استقلال حل از شبکه محاسباتی در نظر گرفته شده، پنج شبکه با تعداد المان‌های متفاوت بررسی شده و برای هر مورد بیشینه دبی ورودی و خروجی و جریان خالص از طریق پمپ محاسبه شده است. نتایج نشان دادند که شبکه‌ای با تعداد ۶۵۹۳۵ المان برای شبیه‌سازی محرک مستطیلی کافی است.

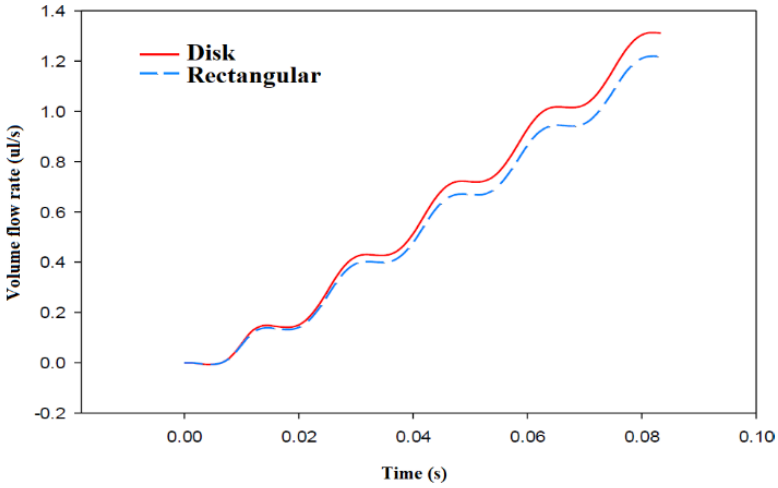
شکل‌های (۱۵) و (۱۶) نشان می‌دهند که بین دو میکروپمپ پیزوالکتریک مورد بررسی با محرک‌های به شکل حلقوی و محرک مستطیل شکل، میکروپمپ با محرک حلقوی دبی خروجی بیشتری را نشان می‌دهد. همچنین، حجم سیال پمپ شده از میکروپمپ با محرک حلقوی بیشتر است. با این حال، این افزایش چشم‌گیر نیست و از آنجا که قرار دادن محفظه‌های مستطیلی به صورت سری در کاربردهای عملی آسان‌تر است، می‌توان از محرک پیزوالکتریک با سطح مقطع مستطیلی برای ساخت میکروپمپ‌های چند محفظه‌ای استفاده کرد.



شکل ۱۴ طرحواره میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل (قسمت جامد میکروپمپ شامل محرک پیزوالکتریک و غشا برجسته شده است)



شکل ۱۵ دبی خروجی میکروپمپ با محرک‌های پیزوالکتریک به صورت حلقوی و مستطیل شکل



شکل ۱۶ حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ با محرک‌های حلقوی و مستطیل شکل

نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک حلقوی شکل مورد بررسی قرار گرفته است. میکروپمپ مورد بررسی یک ورودی در سمت چپ و یک خروجی در سمت راست محفظه سیال آب را داراست. قسمت بالایی محفظه را غشا در بر گرفته است و محرک پیزوالکتریک نیز، روی غشا با قطر کمتر نسبت به غشا قرار می‌گیرد. شبیه‌سازی‌های سه‌بعدی با استفاده از نرم‌افزار کامسول انجام گرفته است. شبیه‌سازی‌ها برای فرکانس‌های ۲۰ تا ۱۰۰ هرتز و ولتاژهای ۱۱۲۵ تا ۱۸۷۵ ولت صورت گرفته است تا بیشترین مقدار دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده حاصل شود. همچنین، تأثیر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک، تغییر ابعاد غشا، تغییر مکان ورودی و خروجی محفظه سیال و در نهایت تغییر شکل محرک پیزوالکتریک از حلقوی به مستطیلی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک حلقوی بازدهی بهتری نسبت به محرک پیزوالکتریکی مستطیل شکل دارد اما از جنبه عملی، ساخت میکروپمپ چند محفظه‌ای با استفاده از محرک‌های با سطح مقطع مستطیلی پیشنهاد مناسبی است. همچنین از نتایج شبیه‌سازی، می‌توان متوجه شد که با افزایش فرکانس، افزایش ولتاژ و بزرگ شدن ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشا، دبی سیال در خروجی میکروپمپ و نیز حجم سیال پمپ شده افزایش پیدا می‌کند.

واژه نامه

Micropump	میکروپمپ
Piezoelectric	پیزوالکتریک
Membrane	غشاء

تقدیر و تشکر

مراجع

[1] E. K. Sackmann, A. L. Fulton, D. J. Beebe, "The present and future role of microfluidics in biomedical research," *Nature*, vol. 507, no. 1, pp. 181-189 (2014).

[2] S. Mohith, P. N. Karanth, S. M. Kulkarni, "Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review," *Mechatronics*, vol. 60, no. 1, pp.34-55 (2019).

[3] Y. N. Wang, L. M. Fu, "Micropumps and biomedical applications–A review," *Microelectronic Engineering*, vol. 195, no. 1, pp. 121-138 (2018).

[4] D. J. Laser, and J. G. Santiago, "A review of micropumps," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, pp. 35-64 (2004).

[5] W. J. Spencer, W. T. Corbett, L. R. Dominguez, B. D. Shafer, "An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. 25, pp. 153-156 (1978).

[6] H. T. G. van Lintel, F. C. M. van De Pol, S. Bouwstra, "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon," *Sensors and Actuators*, vol. 15, pp. 153-167 (1988).

[7] E. Stemme, G. Stemme, "A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 39, pp. 159-167 (1993).

[8] M. Koch, N. Harris, A. G. R. Evans, N. M. White, A. Brunnschweiler, "A Novel Micromachined Pump Based On Thick-Film Piezoelectric Actuation," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 70, pp. 98-103 (1998).

[9] L. Saggere, N. W. Hagood, D. C. Roberts, H. Li, J. L. Steyn, K. Turner, J. A. Carretero, "Design, Fabrication, and Testing of a Piezoelectrically Driven High Flow Rate micropump," *Proceedings of the 2000 12th IEEE International Symposium on Applications of Ferroelectrics (IEEE Cat. No.00CH37076)*, (2000).

[10] K. Junwu, Y. Zhigang, P. Taijiang, C. Guangming, W. Boda, "Design and test of a high-performance piezoelectric micropump for drug delivery," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 121, pp. 156-161 (2005).

[11] C. Y. Lin, H. K. Ma, B. R. Hou, H. Y. Wu, J. J. Gao, M .C. Kou, "Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device," *Microsystem Technologies*, vol. 14, pp. 1001-1007 (2008).

[12] S. Revathi, and R. Padmanabhan, "Design and Development of Piezoelectric Composite-Based Micropump," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 27, no. 6, pp. 1105-1113 (2018).

[13] R. K. Haldkar, T. Sheorey, V. K. Gupta, "The Effect of Operating Frequency and Needle Diameter on Performance of Piezoelectric Micropump," *Advanced Materials*, pp. 567-578 (2018).

[14] H. Asadi Dereshgi, M. Z. Yildiz, N. Parlak, "Performance Comparison of Novel Single and BiDiaphragm PZT-Based Valveless Micropumps," *Journal of Applied Fluid Mechanics*, vol. 13, pp. 401-412 (2020).

[15] X. Liu, X. Li, M. Wang, S. Cao, X. Wang, G. Liu, "A High-Performance Piezoelectric Micropump with Multi-Chamber in Series," *Applied Sciences*, vol. 12. no. 9, pp. 44-83 (2022).

[16] Z. Yang, L. Dong, M. Wang, G. Liu, X. Li, Y. Li, "A wearable insulin delivery system based on a piezoelectric micropump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 347, p. 113909 (2022).

[17] R. K. Haldkar, A. Khalatkar, V. K. Gupta, T. Sheorey, "New piezoelectric actuator design for enhance the micropump flow," *Materials Today: Proceedings*, vol. 44, pp. 776-781 (2021).

[18] M. Bayareh, S. Mortazavi, "Equilibrium Position of a Buoyant Drop in Couette and Poiseuille Flows at Finite Reynolds Numbers," *Journal of Mechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 53–58 (2013).

[19] M. Bayareh, M. N. Ashani, A. Usefian, "Active and passive micromixers: A comprehensive review," *Chemical Engineering and Processing - Process Intensification*, vol. 147, p. 107771, (2019).

[20] M. Bayareh, S. Mortazavi, "Binary collision of drops in simple shear flow at finite Reynolds numbers: Geometry and viscosity ratio effects," *Advances in Engineering Software*, vol. 42, no. 8, pp. 604–611, (2013).

[21] J. J. Rojas, J. E. Morales, "Design and simulation of a piezoelectric actuated valveless micropump," *In Proceedings of the COMSOL Conference*, Boston, pp. 1-3 (2015).